



## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **08140928 A**(43) Date of publication of application: **04 . 06 . 96**

(51) Int. Cl.

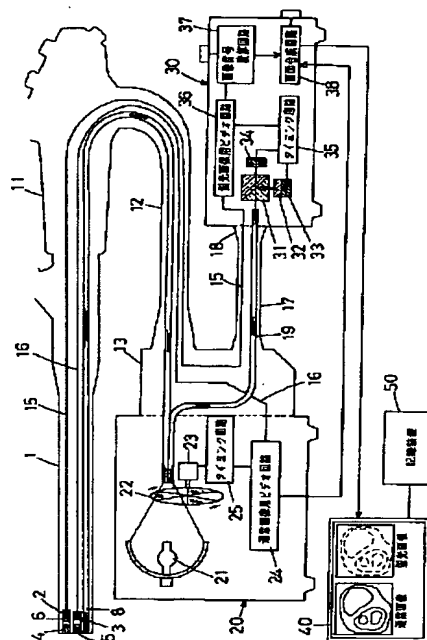
**A61B 1/04**  
**A61B 1/06**(21) Application number: **07241103**(22) Date of filing: **20 . 09 . 95**(30) Priority: **21 . 09 . 94 JP 06226521**(71) Applicant: **ASAHI OPTICAL CO LTD**(72) Inventor: **SANO HIROSHI**  
**ADACHI RIYUUSUKE****(54) ELECTRONIC ENDOSCOPE APPARATUS FOR FLUORESCENCE DIAGNOSIS**

(57) Abstract:

**PURPOSE:** To provide an electronic endoscope apparatus for fluorescence diagnosis which enables the carrying out of an ordinary endoscope observation and also a fluorescence diagnosis easily.

**CONSTITUTION:** Two solid image sensors 2 and 3 are arranged at the tip of an inserting part 1 and objective optical systems 4 and 5 are arranged in front of the individual solid image sensors 2 and 3 to make an observation almost in the same direction. A filter 6 for transmission of fluorescence is arranged in front of one solid image sensor 2 having a transmission area on the side with the wavelength thereof longer than excitation light for exciting fluorescence from an organic tissue, while the filter 6 has a characteristic not-transmitting the excitation light.

COPYRIGHT: (C)1996,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-140928

(43) 公開日 平成 8 年 (1996) 6 月 4 日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B	1/04	3 7 2		
	1/06	A		

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 頁)

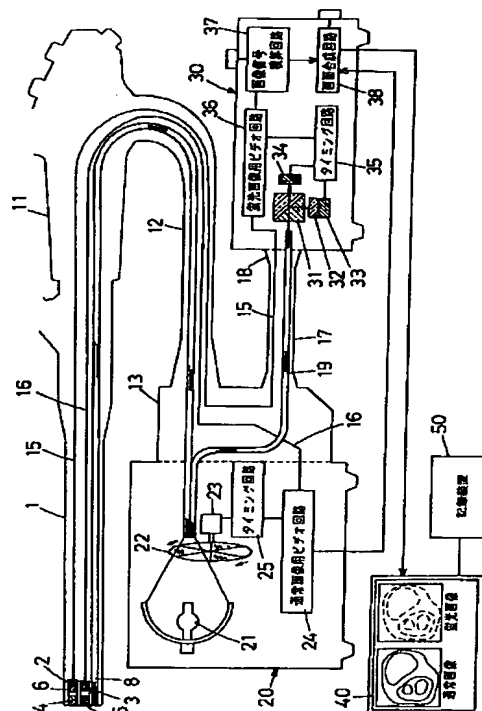
(21) 出願番号	特願平7-241103	(71) 出願人	000000527 旭光学工業株式会社 東京都板橋区前野町 2 丁目 36 番 9 号
(22) 出願日	平成 7 年 (1995) 9 月 20 日	(72) 発明者	佐野 浩 東京都板橋区前野町 2 丁目 36 番 9 号 旭光 学工業株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願平6-226521	(72) 発明者	安達 滝介 東京都板橋区前野町 2 丁目 36 番 9 号 旭光 学工業株式会社内
(32) 優先日	平 6 (1994) 9 月 21 日	(74) 代理人	弁理士 三井 和彦
(33) 優先権主張国	日本 (J P)		

(54) 【発明の名称】 蛍光診断用電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 通常の内視鏡観察と蛍光診断とを容易に行うことができる蛍光診断用電子内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】 挿入部 1 の先端に二つの固体撮像素子 2, 3 を設けて、その各固体撮像素子 2, 3 の前方にほぼ同方向を観察するための対物光学系 4, 5 を配置すると共に、一方の固体撮像素子 2 の前方には、生体組織から蛍光を励起させる励起光の波長より長波長側に透過領域を有し且つ上記励起光は透過しない特性を有する蛍光透過用フィルタ 6 を配置した。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】挿入部の先端に二つの固体撮像素子を設けて、その各固体撮像素子の前方にほぼ同方向を観察するための対物光学系を配置すると共に、一方の固体撮像素子の前方には、生体組織から蛍光を励起させる励起光の波長より長波長側に透過領域を有し且つ上記励起光は透過しない特性を有する蛍光透過用フィルタを配置したことを特徴とする蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項 2】上記蛍光透過用フィルタが略 480 nm ないし 600 nm の範囲の波長の光だけを透過する請求項 1 記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項 3】上記各固体撮像素子に入出力される信号を伝送するための信号ラインが、互いに独立して設けられた別々のコネクタに接続されている請求項 1 又は 2 記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

【請求項 4】上記両対物光学系による観察範囲を、赤、緑及び青の 3 色の照明光によって順に繰り返して照射するための照明手段が設けられており、前方に蛍光透過用フィルタが配置された固体撮像素子からの出力信号のうち上記青色の照明光による照明中の信号だけを画像として再生するための蛍光画像再生手段が設けられている請求項 1、2 又は 3 記載の蛍光診断用電子内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、生体組織に対して特定波長の励起光を照射して、生体組織自体から発せられる蛍光を観察することにより早期癌などを発見するための蛍光診断用電子内視鏡装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】生体組織に対して波長 400 nm ないし 480 nm の光（励起光）を照射すると、正常な組織は略 480 nm ないし 600 nm の範囲の蛍光を発し、癌細胞は蛍光を発しないので、通常の内視鏡観察ではよく分からないような早期癌を発見し得ることが知られている。

【0003】そこで、従来の蛍光診断用電子内視鏡装置においては、例えば特開平 4-150845 号公報に記載されているように、励起光だけを透過する励起用フィルタを照明光路中に配置すると共に、蛍光の波長の光だけを透過する蛍光透過用フィルタを対物光学系と固体撮像素子との間に配置している。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上述のような蛍光診断用電子内視鏡装置の構成では、照明光は励起光だけであり、固体撮像素子に入射する光線は蛍光だけになるので、被写体に対して通常の内視鏡観察をすることができない。

【0005】そのため従来は、患部の位置や状態を視覚的に観察するために通常の内視鏡観察を行う場合には、患者に対して蛍光診断用の内視鏡と通常観察用の内視鏡

とを差し替える必要があり、患者及び医師の双方にとって大きな負担になっていた。

【0006】そこで本発明は、通常の内視鏡観察と蛍光診断とを容易に行うことができる蛍光診断用電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するため、本発明の蛍光診断用電子内視鏡装置は、挿入部の先端に二つの固体撮像素子を設けて、その各固体撮像素子の前方にほぼ同方向を観察するための対物光学系を配置すると共に、一方の固体撮像素子の前方には、生体組織から蛍光を励起させる励起光の波長より長波長側に透過領域を有し且つ上記励起光は透過しない特性を有する蛍光透過用フィルタを配置したことを特徴とする。

【0008】なお、上記蛍光透過用フィルタが略 480 nm ないし 600 nm の範囲の波長の光だけを透過するようにしてもよい。また、上記各固体撮像素子に入出力される信号を伝送するための信号ラインを、互いに独立して設けられた別々のコネクタに接続するとよい。

【0009】また、上記両対物光学系による観察範囲を、赤、緑及び青の 3 色の照明光によって順に繰り返して照射するための照明手段を設けて、前方に蛍光透過用フィルタが配置された固体撮像素子からの出力信号のうち上記青色の照明光による照明中の信号だけを画像として再生するための蛍光画像再生手段を設けるとよい。

## 【0010】

【発明の実施の形態】図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図 2 は、実施の形態装置の全体構成の外観を示し、図 1 はその内部構造の概略を示している。

【0011】可撓性のある内視鏡の挿入部 1 の先端には、図 3 に拡大図示されているように、第 1 と第 2 の二つの固体撮像素子 2、3 が共に前方に向けて並んで配置されている。両固体撮像素子 2、3 としては、例えばモノクロ用の電荷結合素子（CCD）が用いられる。

【0012】両固体撮像素子 2、3 の前方には各々対物光学系 4、5 が配置されていて、前方の被写体の像が両固体撮像素子 2、3 に結像される。なお、両固体撮像素子 2、3 で一つの対物光学系を共用するように構成してもよい。

【0013】第 1 の固体撮像素子 2 と対物光学系 4 との間には、520 nm ないし 600 nm の波長の光だけを透過する蛍光透過用フィルタ 6 が配置されている。第 2 の固体撮像素子 3 の前方にはそのようなフィルタは配置されていない。

【0014】また、両対物光学系 4、5 の観察範囲に向けて照明光を照射する照明用ライトガイドファイババンドル 8 の射出端が、両対物光学系 4、5 と並んで配置されている。

【0015】図 4 は、挿入部 1 の先端面の正面図であり、4 a と 5 a は対物光学系 4、5 が配置された観察

窓、8aは、照明用ライトガイドファイババンドル8の射出端が配置された照明窓、9は、処置具類の突出口である。

【0016】図1及び図2に戻って、挿入部1の基端は操作部11に連結されており、その操作部11に連結された連結可撓管12の先端には、主コネクタ13が取り付けられている。

【0017】この主コネクタ13には、第1と第2の固体撮像素子2、3に入出力される信号を伝送するための第1と第2の信号ケーブル15、16と、照明用ライトガイドファイババンドル8の入射端とが挿入部の先端側から達しており、一般用の電子内視鏡用ビデオプロセッサ20に着脱自在に接続することができる。

【0018】電子内視鏡用ビデオプロセッサ20には、照明用ライトガイドファイババンドル8に照明光を供給するための例えばキセノンランプからなる光源ランプ21が配置され、その光源ランプ21と照明用ライトガイドファイババンドル8の入射端との間の照明光路中に、RGB回転フィルタ22が配置されている。

【0019】RGB回転フィルタ22には、図5にも示されるように、赤(R)、緑(G)、青(B)の3色のカラーフィルタが各々の間に遮光部を挟んで各々扇状に配置されており、モータ23によって等速度で回転される。

【0020】各カラーフィルタが透過する光の波長領域は次のとおりである。赤(R):580nm~650nm。緑(G):500nm~580nm。青(B):400nm~500nm。

【0021】その結果、主コネクタ13から照明用ライトガイドファイババンドル8を経由して、挿入部1の先端の前方にある被写体が、赤、緑、青の3色の照明光によって順に繰り返し照明される。

【0022】蛍光透過用フィルタ6が設けられていない方の第2の固体撮像素子3に対する信号伝送を行う第2の信号ケーブル16は、主コネクタ13によって、電子内視鏡用ビデオプロセッサ20内の通常画像用ビデオ回路24に接続されている。

【0023】そして、第2の固体撮像素子3の駆動とRGB回転フィルタ22を回転させるモータ23の回転とが、タイミング回路25からの出力信号によって同期をとって制御される。

【0024】その結果、第2の固体撮像素子3において、いわゆるRGB面順次方式による撮像が行われ、通常画像用ビデオ回路24において、被写体の通常のカラー映像信号が得られる。図2に示される27は、電子内視鏡用ビデオプロセッサ20に対して制御用のコマンド等を入力するためのキーボードである。

【0025】蛍光透過用フィルタ6が設けられた方の第1の固体撮像素子2に対する信号伝送を行う第1の信号ケーブル15は、この電子内視鏡用ビデオプロセッサ2

0には接続されておらず、主コネクタ13からさらに延び出して設けられた連結可撓管17内に通されて、その先端の副コネクタ18に達している。

【0026】また、その連結可撓管17内に挿通された同期用ライトガイド19の入射端が、照明用ライトガイドファイババンドル8の入射端に並んで配置されていて、その同期用ライトガイド19の射出端は副コネクタ18に配置されている。

【0027】その副コネクタ18は、蛍光画像用コントロールユニット30に対して着脱自在に接続される。蛍光画像用コントロールユニット30には、同期用ライトガイド19の射出端に対向してビームスプリッタ31が設けられている。

【0028】同期用ライトガイド19から射出されて、ビームスプリッタ31で2方向に分けられた光の一方は、青色フィルタ32を通して第1の受光器33に入射し、もう一方の光はそのまま第2の受光器34に入射する。

【0029】そして、両受光器33、34からの出力信号がタイミング回路35に送られて、青色検出のタイミングが検出される。このタイミングは、照明用ライトガイドファイババンドル8を介して被写体に青色の照明光が照射されるタイミングと完全に一致している。

【0030】第1の固体撮像素子2に対する信号伝送を行う第1の信号ケーブル15は、蛍光画像用コントロールユニット30内において、蛍光画像用ビデオ回路36に接続されている。

【0031】そして、その蛍光画像用ビデオ回路36にはタイミング回路35からタイミング信号が入力され、青色の照明光(波長400nmないし500nm)で被写体が照明されたときの映像信号だけが抽出される。

【0032】そこで得られる画像は、蛍光透過用フィルタ6を透過することができる波長の光による像だけであるから、青色の照明光に含まれる波長400nmないし500nmの励起光によって被写体から励起された蛍光画像が、蛍光画像用ビデオ回路36で抽出されることになる。

【0033】蛍光画像用ビデオ回路36で得られた蛍光画像の信号は、画像信号積算回路37に送られ、そこで複数の画像信号が一つに重ね合わされることにより、明るい画像信号に変換されて、画面合成回路38に送り出される。なお、画像信号を重ね合わせる積算回数は、自動又は手動のどちらでも設定可能になっている。

【0034】画面合成回路38には、画像信号積算回路37から出力される蛍光画像信号と電子内視鏡用ビデオプロセッサ20の通常画像用ビデオ回路24から出力されるカラー画像信号とが入力され、表示画面切り換えスイッチによって、蛍光画像と通常画像の一方又は両方をモニタテレビ40に任意に表示することができる。50は、それらを磁気記録するための記録装置である。

【0035】なお、以上説明した実施の形態においては、青色のカラーフィルタが透過する400nmないし500nmの波長の光を励起光として用い、蛍光透過用フィルタ6が透過する光の波長を520nmないし600nmとしたが、生体組織から励起される蛍光の波長は略480nmないし600nmの範囲なので、励起光透過用のカラーフィルタの透過領域の最大波長を480nm未満に設定して、蛍光透過用フィルタ6が透過する光の波長を480nmないし600nm程度に設定してもよい。各フィルタの特性をそれに近づけることにより、観察される蛍光画像の光量ロスが少なくなる。

#### 【0036】

【発明の効果】本発明によれば、内視鏡の挿入部の先端に同方向の観察像を撮像できるように二つの固体撮像素子が設けられて、その一方の固体撮像素子によって蛍光画像を得ることができるので、患者に対して内視鏡を差し替えることなく、被写体の通常のカラ画像と蛍光画像を一つの電子内視鏡によって得ることができる。したがって、患者と医師の双方に余分な負担がかかることなく、患部の通常のカラ画像と蛍光画像とから早期癌等

【0037】そして、通常のカラ画像用と蛍光画像用\*

\*の二つの固体撮像素子に入出力される信号を伝送する信号ラインを、別々のコネクタに接続することにより、これまで用いられている一般の電子内視鏡用ビデオプロセッサを利用して通常の内視鏡観察を行うことができ、非常に経済的である。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の全体構成の内部構造を示す略示図である。

【図2】本発明の実施の形態の全体構成の外観を示す斜視図である。

【図3】本発明の実施の形態の電子内視鏡の挿入部先端の側面断面図である。

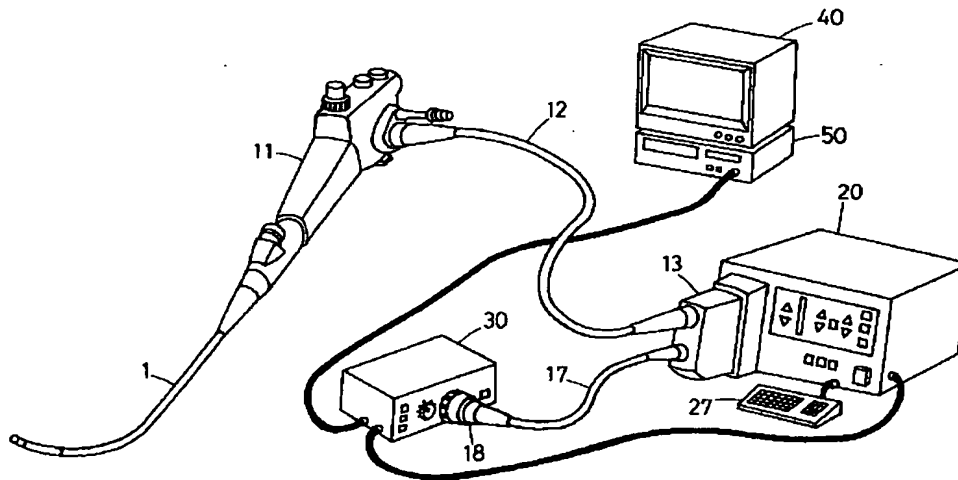
【図4】本発明の実施の形態の電子内視鏡の挿入部先端面の正面図である。

【図5】本発明の実施の形態のRGB回転フィルタの正面図である。

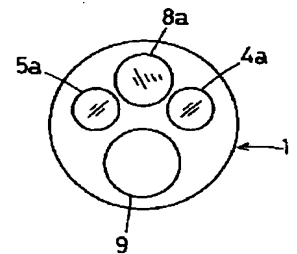
#### 【符号の説明】

- 1 挿入部
- 2, 3 固体撮像素子
- 4, 5 対物光学系
- 6 蛍光透過用フィルタ
- 20 電子内視鏡用ビデオプロセッサ

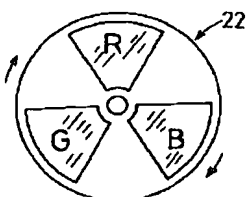
【図2】



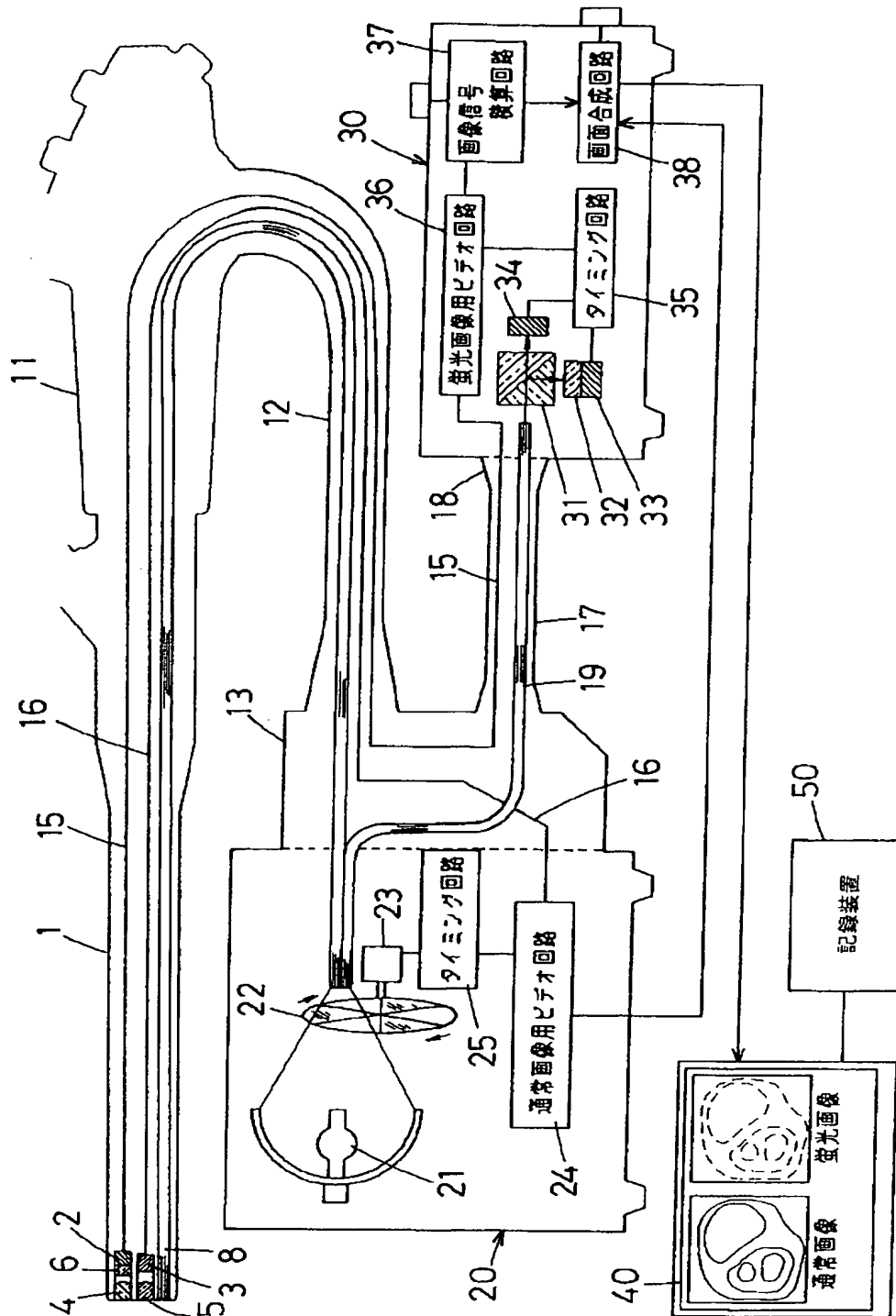
【図4】



【図5】



【図1】



【図3】

